

MACHINE-ASSISTED TRANSLATION (MAT):

(19)【発行国】 日本国特許庁(JP)	(19)[ISSUING COUNTRY] Japanese Patent Office (JP)
(12)【公報種別】 公開特許公報(A)	Laid-open (kokai) patent application number (A)
(11)【公開番号】 昭 61-159936	(11)[UNEXAMINED PATENT NUMBER] Showa 61-159936
(43)【公開日】 昭和 61 年(1986)7 月 19 日	(43)[DATE OF FIRST PUBLICATION] Showa 61 (1986) July 19 days
(51)【国際特許分類第 4 版】 A61 B 5/00 1/00 10/00	(51)[The 4th edition of International Patent Classification] A61 B 5/00 1/00 10/00
//G 01 N 21/62 33/48	//G 01 N 21/62 33/48
【識別記号】	[Identification symbol]
[101]	[101]
【庁内整理番号】 7046-4C 7916-4C 7033-4C 7458-2G	[An internal arrangement number] 7046-4C 7916-4C 7033-4C 7458-2G
M-8305-2G 審査請求 有	M-8305-2G Request-for-examination [EXAMINATION REQUEST] REQUESTED
【発明の数】 1	[NUMBER OF INVENTIONS] One
【全頁数】 9	[NUMBER OF PAGES] Nine

(54)【発明の名称】
生物組織の分光画像撮影装置

(54)[TITLE]
The spectrum image photography apparatus of
biological tissue

(21)【出願番号】
昭 60-145159

(21)[APPLICATION NUMBER]
Showa 60-145159

(22)【出願日】
昭 59(1984)12月 28 日
(62)特願昭 59-277784 の分割

(22)[DATE OF FILING]
Showa 59 (1984) December 28th
(62) Japanese Patent Application No. Divide
of 59-277784

(72)【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 熊谷 博彰

Hiroaki Kumagai

【住所又は居所】
町田市つくし野 4-7-10

[ADDRESS]

(71)【出願人】

(71)[PATENTEE/ASSIGNEE]

【氏名又は名称】 熊谷 博彰

Hiroaki Kumagai

【住所又は居所】
町田市つくし野 4-7-10

[ADDRESS]

(74)【代理人】

(74)[PATENT AGENT]

【弁理士】

[PATENT ATTORNEY]

【氏名又は名称】
平木 道人 外 1 名

Michihito Hiraki (et al.)

【明細書】

[SPECIFICATION]

【発明の名称】
生物組織の分光画像撮影装置

[TITLE]
The spectrum image photography apparatus of
biological tissue

【特許請求の範囲】

(1)生物組織に光を照射する光源、前記光の照射により生物組織から発生された蛍光および生物組織で反射された反射光のいずれか一方を分光する分光手段、ならびに前記分光手段により分光された生物組織の像を撮影する撮影手段を備えた生物組織の分光画像撮影装置であって、前記分光された光の一部を取込む光検出手段と、前記光検出手段により検出された光の強度を測定する光強度測定手段とをさらに具備したことを特徴とする生物組織の分光画像撮影装置。

(2)前記光検出手段は、前記分光手段および前記撮影手段の間に配置された測光ファイバーであることを特徴とする前記特許請求の範囲第1項記載の生物組織の分光画像撮影装置。

(3)前記測光ファイバーは、生物組織の複数箇所から発生した蛍光、あるいは生物組織の複数箇所で反射された反射光を取込み、前記光強度測定手段は、生物組織の複数箇所から発生した蛍光、あるいは生物組織の複数箇所で反射された反射光の平均強度を算出する手段であることを特徴とする前記特許請求の範囲第2項記載の生物組織の分光画像撮影装置。

【発明の詳細な説明】

[CLAIMS]

(1) Spectrum means which carries out spectrum of any one of the reflected light reflected in biological tissue by the fluorescence and biological tissue which irradiation of the light source which irradiates a light, and an above-mentioned light generated from biological tissue, And photography means to take a photograph of the image of biological tissue by which spectrum was carried out as for above-mentioned spectrum means It is the spectrum image photography apparatus of biological tissue equipped with above, comprised such that optical-detection means to receive a part of light by which above-mentioned spectrum was carried out, and optical-intensity measurement means to measure the intensity of light detected by above-mentioned optical-detection means were comprised further.

The spectrum image photography apparatus of biological tissue characterized by the above-mentioned.

(2) Above-mentioned optical-detection means is the photometry fibre distributed between above-mentioned spectrum means and above-mentioned photography means.

The spectrum image photography apparatus of biological tissue given in above-mentioned the 1st claim characterized by the above-mentioned.

(3) An above-mentioned photometry fibre receives the fluorescence of biological tissue which generated from the location two or more, or the reflected light of biological tissue reflected in the two or more location. Above-mentioned optical-intensity measurement means is means to compute mean strength of the fluorescence of biological tissue which generated from the location two or more, or the reflected light of biological tissue reflected in the two or more location.

The spectrum image photography apparatus of biological tissue given in an above-mentioned the 2nd claim characterized by the above-mentioned.

[DETAILED DESCRIPTION OF INVENTION]

(産業上の利用分野)

本発明は、生物組織の分光画像撮影装置に関するものであり、特に、人体などの生物組織の分光画像を、該生物組織に対して非接触で撮影することのできる生物組織の分光画像撮影装置に関するものである。

(従来技術)

周知のように、生物組織に、レーザー光などの励起光を照射すると、その組織の部位や状態に応じて決まる固有の波長対強度分布を有する蛍光が、被照射部位から発生される。すなわち、生物組織のそれぞれの部分は、固有の蛍光波長分布特性を有している。本発明者は、生物組織が、前記した固有の蛍光波長分布特性を有する事実に基づき、該特性を利用した生物組織の診断装置および画像解析装置等を多数開発し、すでに特許出願している。前記特許出願のうち、例えば、特開昭 59-139237 号明細書には、励起光照射により発生する蛍光のうち、特定波長成分だけをフィルターによって抽出し、その特定波長の画像を撮影し、さらにその画像の濃度階差ごとに、それぞれ異なる色調を割り当てて、一枚の擬似カラー画像を得る蛍光分光画像解析装置が記載されている。また、特願昭 59-102080 号明細書には、特定波長の蛍光分光画像を少なくとも 2 種類の特定波長について撮影し、前記各画像の各々対応する部分の強度差を得ることにより、すなわち差画像を得ることにより、コントラストの強調さ

(INDUSTRIAL APPLICATION) This invention relates to the spectrum image photography apparatus of biological tissue which can take especially a photograph of the spectrum image of biological tissue, such as a human body, by the non-contact to this biological tissue, about the spectrum image photography apparatus of biological tissue.

(PRIOR ART)

As is well known, when irradiating excitation light, such as a laser light, to biological tissue, it generates the fluorescence which has an intrinsic wavelength pair strength distribution decided depending on the site and the state of the tissue, from an irradiated site.

That is, each part of biological tissue has the intrinsic fluorescent wavelength distribution property.

This inventor develops many the diagnostic apparatuses of biological tissue, the image analysis apparatuses, etc. with which biological tissue utilized this property based on the fact of having the above-mentioned intrinsic fluorescent wavelength distribution property, and is already doing the patent application.

The inside of an above-mentioned patent application (on for example, unexamined-Japanese-patent-No. 59-139237 specification), A filter extracts only a specific wavelength component among the fluorescences which generate by excitation-light irradiation, and a photograph of the image of the specific wavelength is taken. Furthermore the color tone which respectively differs is assigned for every concentration difference of the image, and the fluorescent spectrum image analysis apparatus which obtains the pseudo- colour image of 1 sheet is described.

Moreover in a Japanese-Patent-Application-No. 59-102080 specification, A photograph of the fluorescent spectrum image of a specific wavelength is taken about at least 2 kinds of specific wavelengths, and by getting the strength difference of each corresponding part of each above-mentioned image, That is, the

れた画像を撮影する生物組織の光学的撮影装置が記載されている。さらに、特願昭 59-154038 号明細書には、励起光照射により発生する蛍光あるいは反射光を複数の波長に分光して、各波長光により生物組織の像を撮影し、前記の像の各部における蛍光強度あるいは反射光強度の分布パターンを、前記生物組織の各像から認識し、そして各分布パターンの形状に応じて、生物組織の各部に対応する画像部分の表示色を決定し、また、前記分布パターンの面積により前記色の輝度(または強度)を決定することにより、生物組織の画像を擬似カラー画像として再構成する生物組織の分光パターン画像表示装置が記載されている。さて、このように 1 枚、あるいは異なる波長についての複数枚の分光画像から、擬似カラー画像を得たり、差画像を得たりする場合、当然のことながら、各分光画像の、健康部における画像強度は、相対的に一定となるように常に調整される必要がある。すなわち、例えば、一枚の特定波長における分光画像を撮影し、その画像の濃度階差ごとに、それぞれ異なる色調を割り当てて、一枚の擬似カラー画像を得る場合であれば、異なる波長で撮影した分光画像に基づいて作成した擬似カラー画像の各々は、その生物組織の健康部の色調が同一でないと、それらの比較が困難である。また、少なくとも 2 種類の波長について撮影された分光画像から作成される差画像は、各分光画像の、健康部にお

optical photography apparatus of biological tissue which takes a photograph of the image as which the contrast was emphasized is described by obtaining a difference image.

Furthermore, on Japanese-Patent-Application-No. 59-154038 specifications Spectrum of the fluorescence or the reflected light which generates by excitation-light irradiation is carried out to some wavelength. A photograph of the image of biological tissue is taken by each wavelength light and the distribution pattern of fluorescent strength in each part of an above-mentioned image or reflected-light strength is recognized from each image of above-mentioned biological tissue. The display colour of the image part corresponding to each part of biological tissue is determined depending on the shape of each distribution pattern. And with moreover, the area of an above-mentioned distribution pattern The spectrum pattern image display device of biological tissue which reconfigures the image of biological tissue as a pseudo- colour image is described by determining the brightness (or strength) of an above-mentioned colour.

Now, when a pseudo- colour image and a difference image are obtained from 1 sheet or several spectrum images about a different wavelength in this way, Naturally, image strength in the healthy part of each spectrum image always needs to be adjusted so that it may become relatively fixed.

That is, for example If it is the case where take a photograph of the spectrum image in the specific wavelength of 1 sheet, assign the color tone which respectively differs, for every concentration difference of the image, and the pseudo- colour image of 1 sheet is obtained Those comparisons are difficult for it if each of the pseudo- colour image created on the different wavelength based on the photographed spectrum image does not have the same color tone of the healthy part of the biological tissue.

Moreover, the difference image created from the spectrum image a photograph of was taken about at least 2 kinds of wavelengths can

る強度を一定にすることにより、該健常部と異常部との相対的な強度差を大きくすることができる。さらに、光源、または被写体からカメラへ至る光学系に、光学的な経時変化が生じるおそれがある場合には、たとえ同一波長でのみ撮影される分光画像であっても、その撮影のたびに、生物組織の健常部の画像強度を一定に調整する必要がある。このため、従来は、蛍光分光画像撮影の際に、被写体となる生物組織上に蛍光標準スケールを配置し、該蛍光標準スケールの発生する蛍光が、カメラの結像面において同一の強度となるように、各々の分光画像の濃度を調整している。また、蛍光分光画像撮影に限らず、生物組織の吸光度特性を用いて診断をする場合における反射光分光画像撮影の際にも、同様の調整をする必要がある。

(発明が解決しようとする問題点)

上記した従来の技術は、次のような問題点を有していた。すなわち、生物組織の蛍光分光画像撮影は、生物組織の診断に極めて重要であるが、前述したように、従来においては、分光画像撮影のたびに、被写体となる生物組織上に蛍光標準スケールをのせなければならなかったもので、(1)分光画像の撮影がはなはだ面倒である。

(2)分光画像の撮影を、生物から切除した組織に対してしか行なうことができない。換言すれば、分光画像の撮影を、生物組織に

enlarge the relative strength difference of this healthy part and an abnormal part by fixing strength in the healthy part of each spectrum image.

Furthermore, when there is a possibility that an optical aging may arise from a light source or a photographed object in the optical system which results to a camera, even if it is the spectrum image a photograph of is taken only on the same wavelength even if, image strength of the healthy part of biological tissue needs to be uniformly adjusted at every photography.

For this reason, conventionally, the concentration of each spectrum image is adjusted so that a fluorescent standard scale may be distributed and the fluorescence which this fluorescence standard scale generates may become identical strength in the image-formation surface of a camera on biological tissue which becomes a photographed object, in the case of the fluorescent spectrum image photography.

Moreover, it does not need to restrict to the fluorescent spectrum image photography, but similar adjustment needs to be carried out also in the case of the reflected-light spectrum image photography in the case of diagnosing using the absorbance property of biological tissue.

(PROBLEM ADDRESSED)

The above-mentioned PRIOR ART had the following troubles.

That is, the fluorescent spectrum image photography of biological tissue is very important for the diagnosis of biological tissue. However, as mentioned above, in the former, the fluorescent standard scale had to be carried on biological tissue which becomes at every spectrum image photography with a photographed object.

Therefore, (1) Photography of the spectrum image is very troublesome.

(2) Photography of the spectrum image cannot be performed only to the tissue excised from the living thing.

In other words, since photography of the

対して非接触で行なうことができないので、生体の体腔内組織の分光画像を、内視鏡等を用いて撮影することが、事実上不可能である。

(3) 各分光画像の有効面積が減少してしまうので、画像記録装置により出力される画像内に、効率良く被検部分を写し出すことができない。本発明は、前述の問題点を解決するためになされたものである。

(問題点を解決するための手段および作用)

前記の問題点を解決するために、本発明は、生物組織が発生する蛍光あるいは、生物組織を反射した反射光が、各分光画像撮影用カメラに向けて分岐され、帯域通過フィルターを通過した後、前記光の一部の強度を測定するという手段を講じたので、前記光強度測定が、生物組織の正常部分が発生する蛍光あるいは正常部分で反射する反射光について行なわれるように当該分光画像撮影装置を配置すれば、撮影される各分光画像を、正常部分における画像強度が所望の値となるように調整することができ、これにより、標準スケールを用いることなく、複数の分光画像の比較解析等を容易にかつ正確に行なうことができるといふ作用効果を生じさせた点に特徴がある。

(実施例)

以下に、図面を参照して、本発明を詳細に説明する。第1図は本発明の第1の実施例の概略ブロック図である。第1図において、

spectrum image cannot be performed by the non-contact to biological tissue, it is impossible to take a photograph of the spectrum image of the intra-corporeal tissue of the living body using an endoscope etc. as a matter of fact.

(3) Since the effective area of each spectrum image reduces, a tested part cannot be efficiently copied out in the image outputted with an image-recording apparatus.

This invention is made in order to solve the above-mentioned trouble.

(A SOLUTION OF PROBLEMS and effect)

In order to solve an above-mentioned trouble, means that it measures partial strength of an above-mentioned light after the fluorescence which biological tissue generates, or the reflected light which reflected biological tissue branches this invention toward each camera for the spectrum image photography and it passes a bandpass filter was provided. Therefore, if the concerned spectrum image photography apparatus is distributed so that an above-mentioned optical-intensity measurement may be performed about the reflected light reflected in the fluorescence or the normal part which the normal part of biological tissue generates Each spectrum image a photograph of is taken can be adjusted so that image strength in a normal part may become desired value. Thereby, the comparison analysis of some spectrum image etc. can be performed easily and accurately, without using a standard scale. The characteristic is in the point of having made the above effects generated.

(Example)

Below, with reference to a drawing, this invention is demonstrated in detail.

A first diagram is a schematic block diagram of the first Example of this invention.

レーザー光源 10 から放射されるレーザー光 20 は、コリメーター 11 を通過して平行光線となる。そして、前記レーザー光 20 は、振動型拡散板 12 および偏光フィルター 13A を通過した後、第 1 のダイクロイックミラー 14A でその大部分が反射され、生物組織 15 の被検部分 15A に照射される。前記振動型拡散板 12 は、振動盤(図示せず)に接続されていて、該振動型拡散板 12 の表面と平行な方向(矢印 B 方向)に振動することができる。前記振動型拡散板 12 の振動により、レーザー光の試料照射を均一にすることができる。前記第 1 のダイクロイックミラー 14A は、その表面と該表面に入射するレーザー光 20 との成す角度が約 60 度となるように、換言すれば、前記レーザー光 20 が水平に進行するならば、鉛直線と約 30 度の角度を成すように、配置されている。被検部分 15A は、前記レーザー光 20 の照射を受けて、蛍光を発生する。前記蛍光は、レーザー光 20 の反射光成分と共に、例えば矢印 30A の方向へ選行する。前記レーザー光 20 の反射光成分の大部分は、前記第 1 のダイクロイックミラー 14A で反射されるが、その一部は、蛍光と共に、第 1 のダイクロイックミラー 14A を通過する。なお、ダイクロイックミラー 14A が前述したように配置されることによって、前記レーザー光 20 の反射光成分は、より効果的に除去されることができる。前記第 1 のダイクロイックミラー 14A を通過した光は、矢印 30B

In a first diagram, the laser light 20 radiated from the laser light source 10 passes a collimator 11, and becomes parallel rays.

And, after the above-mentioned laser light 20 passes the oscillating type diffusion plate 12 and polarizing-filter 13A, the most is reflected by first dichroic-mirror 14A, and it is irradiated by tested partial 15A of biological tissue 15.

It connects with the oscillating board (not shown) and the above-mentioned oscillating type diffusion plate 12 can oscillate in the direction (the direction of arrow-head B) parallel to the surface of this oscillating type diffusion plate 12.

By vibration of the above-mentioned oscillating type diffusion plate 12, sample irradiation of a laser light can be made uniform.

First dichroic-mirror 14A is distributed so that the angle with the laser light 20 irradiated on the surface and this surface to accomplish may turn into about 60 degrees. In other words, if the above-mentioned laser light 20 advances horizontally, it distributes so that a vertical line and about angle of 30 degrees may be accomplished.

Tested partial 15A generates a fluorescence in response to irradiation of the above-mentioned laser light 20.

An above-mentioned fluorescence advances, for example, in the direction of arrow-head 30A with the reflected-light component of the laser light 20.

Although most reflected-light components of the above-mentioned laser light 20 are reflected by first dichroic-mirror 14A, the part passes first dichroic mirror 14A with a fluorescence.

In addition, the reflected-light component of the above-mentioned laser light 20 can be more effectively removed by distributing, as dichroic-mirror 14A mentioned above.

The light which passed first dichroic-mirror 14A advances in the direction of arrow-head 30B, and passes further polarizing-filter 13B, 2nd dichroic-mirror 14B, and the interference filter 16.

Above-mentioned polarizing-filter 13B is distributed so that the reflected-light component

の方向へ進行し、そして、さらに偏光フィルター13B、第2のダイクロイックミラー14B、および干渉フィルター16を通過する。前記偏光フィルター13Bは、前記偏光フィルター13Aにより偏光されたレーザー光20の反射光成分を通過させないように配置され

ている。前記干渉フィルター16を通過した光は、ハーフミラー61,62 および 63 により、図示されるように分岐され、それぞれ帯域通過フィルター51,52 およびターレット式フィルター53,54、ならびに測光ファイバー91-94を通過して、イメージインテンシファイア21,22,23 および 24 に入射される。前記帯域通過フィルター51は、レーザー光20の波長 λ_r (例えば、該レーザー光がアルゴンレーザーであるならば、約514.5nm)の光を通過させることができる。また、前記帯域通過フィルター52は、赤外領域の波長 λ_p (例えば約700nm)の光を通過させることができる。前記ターレット式フィルター53および54は、例えば第2図に示すような構造を有する。すなわち、前記ターレット式フィルター53,54は、円板状の枠体18Aに種々の相異なる波長の帯域通過フィルター18が設けられたものであり、中心軸18Bを中心として回転することができる。第3図は、前記測光ファイバー91-94の概略斜視図である。第3図において、測光ファイバー91-94は、複数の光ファイバー93A-93D、および該光ファイバーを保持する枠体90によ

of the laser light 20 which above-mentioned polarizing-filter 13A polarized may not be passed.

With one-way mirrors 61, 62, and 63, the light which passed the above-mentioned interference filter 16 is branched so that it may be illustrated. The bandpass filters 51 and 52, the turret type filters 53 and 54, and the photometry fibre 91-94 are respectively passed. The image intensifiers 21, 22, 23, and 24 irradiate.

The above-mentioned bandpass filter 51 can pass the light of wavelength λ_r (for example, if this laser light is an argon laser about 514.5 nm) of the laser light 20.

Moreover, the above-mentioned bandpass filter 52 can pass the light of wavelength λ_p (for example, about 700nm) of an infrared area.

The above-mentioned turret type filters 53 and 54 have the structure which is shown, for example, in Figure 2.

That is, the bandpass filter 18 of various different wavelength is provided to disc-shaped frame 18A, and the above-mentioned turret type filters 53 and 54 can rotate main axis 18B as a center.

Figure 3 is a schematic perspective diagram of the above-mentioned photometry fibre 91-94.

The photometry fibre 91-94 is composed by some optical-fibre 93A-93D, and this frame 90 holding optical fibre in Figure 3.

In a diagram, although four above-mentioned optical fibres are drawn, they may be 3 or less or 5 or more.

Moreover, in the first diagram, arrow-head L passes each one-way mirror, or shows the reflected advance direction of a light.

Above-mentioned optical-fibre 93A-93D is supported by the frame 90 so that the light from biological tissue 15 may irradiate to receiver 91A-91D of this optical fibre.

That is, be shown in a diagram 4. Supposing the excitation-light irradiation area of biological tissue 15 is the part shown by code 15E, each above-mentioned optical-fibre 93A-93D is distributed so that the light from tissue 95A-95D in above-mentioned excitation-light irradiation

り構成されている。図においては、前記光ファイバーは、4本描かれているが、3本以下、あるいは5本以上であっても良い。また、矢印は、第1図において、各ハーフミラーを通過し、または反射した光の進行方向を示している。前記光ファイバー93A~93Dは、該光ファイバーの受光部91A~91Dに生物組織15からの光が入射するように、枠体90により支持されている。すなわち、第4図に示すように、生物組織15の励起光照射領域が符号15Eで示された部分であるとする、前記各光ファイバー93A~93Dの受光部91A~Dに、前記励起光照射領域15E内の組織95A~95Dからの光が入射するように、前記各光ファイバー93A~93Dは配置されている。なお、各カメラにより撮影される分光画像内に、測光ファイバー91~94が写らないように、前記分光画像に相当する生物組織15の撮影領域15Fと励起光照射領域15Eとの間に相当する部分に、各測光ファイバーが配置されるのが望ましい。再び第1図に戻り、各光ファイバー93A~93Dの端部92A~92D(第3図)は、画像処理装置71内の光電管(図示せず)に接続される。前記光電管は、各光ファイバーに入射される光の強度を測定する。そして、測定された光ファイバーごとの光強度を用いて、各測光ファイバーごとに、前記光強度の平均値が算出される。前記イメージインテンシファイア21,22,23,および24は、各々、リレーレンズ31,32,33,および34

area 15E may irradiate to receiver 91A-D of each above-mentioned optical-fibre 93A-93D.

In addition, it is desirable that each photometry fibre is distributed by the part which corresponds between photography area 15F and excitation-light irradiation area 15E of biological tissue 15 equivalent to an above-mentioned spectrum image so that the photometry fibre 91-94 may not be reflected in the spectrum image a photograph of is taken with each camera.

It returns to a first diagram again and edge-part 92A-92D (Figure 3) of each optical-fibre 93A-93D is connected to the phototube (not shown) in an image processing device 71.

An above-mentioned phototube measures the intensity of light irradiated by each optical fibre.

And, the mean value of above-mentioned optical intensity is computed for every photometry fibre using the optical intensity for every measured optical fibre.

The above-mentioned image intensifiers 21, 22, 23, and 24 are connected to cameras 41, 42, 43, and 44 via each relay lenses 31, 32, 33, and 34.

The above-mentioned cameras 41, 42, 43, and 44 are the cameras using the image sensor of CCD etc. as the light receiving element, for example.

The above-mentioned cameras 41, 42, 43, and 44 are connected to the image processing device 71.

Similarly, the image-recording apparatus 81 is connected to the above-mentioned image processing device 71.

In addition, the concerned apparatus is composed so that the optical path which results from dichroic-mirror 14A to each image intensifier may pass through the inside of a camera 100 at least.

In the first diagram, a part of above-mentioned camera 100 is omitted.

Now, the fluorescence which generated by tested partial 15A passes a first dichroic-mirror, polarizing-filter, 2nd dichroic-mirror, and interference-filter one-way mirror and a

を介して、カメラ 41,42,43 および 44 に接続されている。前記カメラ 41,42,43,44 は、例えば、その受光素子として CCD 等のイメージセンサを用いたカメラである。前記カメラ 41,42,43,44 は、画像処理装置 71 に接続されている。同様に、画像記録装置 81 も前記画像処理装置 71 に接続されている。なお、少なくとも、ダイクロイックミラー 14A から各イメージインテンシファイアへ至る光路が暗箱 100 内を通過するように、当該装置は構成されている。第 1 図においては、前記暗箱 100 の一部は省略されている。さて、被検部分 15A で発生した蛍光は、第 1 のダイクロイックミラー、偏光フィルター、第 2 のダイクロイックミラー、干渉フィルターハーフミラー、および帯域通過フィルターを通過して、各イメージインテンシファイアに達するが、前記各光学素子を通過する際に、該光学素子の特性に応じて、蛍光の一部が反射したり、吸収されたりして、減衰してしまうことがある。したがって、前記各カメラで分光画像を撮影する前に、種々の波長の光を、前記各光学素子に照射して、その減衰率を測定しておけば、より正確な分光画像を得ることができる。さて、以上の構成を有する本発明の第 1 の実施例において、まず、イメージインテンシファイア 23 および 24 に所望の波長帯域の蛍光が入射されるように、ターレット式フィルター 53 および 54 を回転させて、帯域通過フィルターを選択する。このとき、生物

bandpass filter. Although each image intensifier is reached, in case each above-mentioned optical element is passed, depending on the property of this optical element, a part of fluorescence reflects, or it is absorbed, and an attenuation may be carried out.

Therefore, if the various light of a wavelength is irradiated to each above-mentioned optical element and the damping factor is measured before taking a photograph of the spectrum image with each above-mentioned camera, the more exact spectrum image can be obtained.

Now, in the first Example of this invention which has the above composition, first, the turret type filters 53 and 54 are rotated, and a bandpass filter is chosen so that the fluorescence of a desired wavelength band may be irradiated by the image intensifiers 23 and 24.

At this time, it has the fluorescent wavelength distribution property which biological tissue 15 shows in a diagram 5. Furthermore, when it is diagnosed whether tested partial 15A of this biological tissue 15 is normal or it is cancer, On the optical path of the fluorescence irradiated by the above-mentioned image intensifiers 23 and 24, the bandpass filter of wavelengths $\lambda 2$ and $\lambda 3$ is distributed, for example.

Next, it diagnoses whether a lesion is in the state of tested partial 15A of biological tissue 15, i.e., which part of tested partial 15A, on the schematic target by visual-observation. The disease part 15C (diagram 4) distributes the concerned diagnostic-imaging apparatus so that it may exist to the nearly central part of photography area 15F.

And, the fluorescence which tissue 95A-95D of normal part 15D (diagram 4) generates irradiates on each above-mentioned photometry fibre 91-94, and the optical intensity is measured, and the mean value is computed.

Thus, if optical intensity (mean value) of normal part 15D in each spectrum image is measured, even if the optical intensity of normal part 15D differs for every spectrum image, the concentration of each spectrum image can be adjusted so that above-mentioned optical

組織 15 が第 5 図に示すような蛍光波長分布特性を有しており、さらに、該生物組織 15 の被検部分 15A が正常であるか癌であるかを診断する場合は、前記イメージインテンシファイア 23, 24 に入射される蛍光の光路上には、例えば波長 λ_2 および λ_3 の帯域通過フィルターが配置される。つぎに、生物組織 15 の被検部分 15A の状態すなわち、被検部分 15A のどの部分に病巣があるかを、目視により概略的に診断しておき、その病変部 15C (第 4 図) が、撮影領域 15F のほぼ中央部に位置するように、当該画像診断装置を配置する。そして、正常部 15D (第 4 図) の組織 95A~95D が発生する蛍光が、前記各測光ファイバー 91~94 に入射し、その光強度が測定され、そしてその平均値が算出される。このように、各分光画像における正常部 15D の光強度 (平均値) が測定されれば、正常部 15D の光強度が各分光画像ごとに異なっているとしても、各分光画像の濃度を、前記光強度が各々最適な値となるように、調整することができる。 λ_2 および λ_3 の波長による蛍光分光画像は、前記イメージインテンシファイア 23, 24 で増幅された後、カメラ 43, 44 で撮影される。前記カメラ 43, 44 で撮影される蛍光分光画像には、前記ダイクロックツクミラー、偏光フィルター、帯域通過フィルター等の配置にもかかわらず、若干の波長 λ_r のレーザー光成分が含まれている。イメージインテンシファイア 21 に入射される波長 λ_r のレーザー

intensity may become each optimum value.

The fluorescent spectrum image by the wavelength of λ_2 and λ_3 , After amplifying by the above-mentioned image intensifiers 23 and 24, a photograph is taken with cameras 43 and 44.

The laser light component of some wavelength λ_r is contained in the fluorescent spectrum image a photograph of is taken with the above-mentioned cameras 43 and 44, in spite of distribution of an above-mentioned dike lock mirror, a polarizing filter, a bandpass filter, etc.

The spectrum image by the laser light of wavelength λ_r irradiated by the image intensifier 21 is amplified by this image intensifier 21, and a photograph of it is taken with a camera 41.

The fluorescent spectrum image of wavelength λ_P similarly irradiated by the image intensifier 22 is amplified by this image intensifier 22, and a photograph of it is taken with a camera 42.

Each spectrum image a photograph of was taken with the above-mentioned camera 41-44 is sent to an image processing device 71, and the following processes are performed.

First, as mentioned above, the wavelength λ_r component of laser 1 light is contained in the fluorescent spectrum image by the wavelengths λ_2 and λ_3 a photograph of was taken with cameras 43 and 44.

Then, an above-mentioned wavelength λ_r component is removed from each above-mentioned fluorescence spectrum image by pulling electrically the spectrum image a photograph of was taken with the above-mentioned camera 41.

Since the laser optical intensity of wavelength λ_r irradiated by the camera 41 differs from the laser optical intensity of wavelength λ_r irradiated by cameras 43 and 44 at this time, each image must be corrected so that the laser optical intensity of wavelength λ_r within the image a photograph of was taken with cameras 41, 43, and 44 may become equal mutually.

Above-mentioned correction can be easily

光による分光画像は、該イメージインテンシファイア 21 により増幅され、カメラ 41 で撮影される。同様にイメージインテンシファイア 22 に入射される波長 λ_P の蛍光分光画像は、該イメージインテンシファイア 22 により増幅され、カメラ 42 で撮影される。前記カメラ 41-44 で撮影された各分光画像は、画像処理装置 71 へ送られ、つぎのような処理が行なわれる。まず、カメラ 43,44 で撮影された波長 λ_2 および λ_3 による蛍光分光画像には、前述したように、レーザー光の波長 λ_r 成分が含まれている。そこで、前記各蛍光分光画像から、前記カメラ 41 で撮影された分光画像を電氣的に引くことにより、前記波長 λ_r 成分を除去する。このとき、カメラ 41 に入射される波長 λ_r のレーザー光強度と、カメラ 43,44 に入射される波長 λ_r のレーザー光強度とは異なるので、カメラ 41,43,44 で撮影された画像内の波長 λ_r のレーザー光強度が互いに等しくなるように、各画像を修正しなければならない。前記修正は、蛍光分光画像の撮影前に、蛍光標準スケール等を用いてキャリブレーションしておくことにより、容易に行なうことができる。すなわち、例えば、前記蛍光標準スケールで反射されたレーザー光 20 を、あらかじめそれぞれ比較しておくことにより、前記修正を行なうことができる。カメラ 41,43,44 で撮影された各画像内のレーザー光強度が等しくなったならば、前記カメラ 43,44 で撮影された蛍光

performed by using and carrying out the calibration of the fluorescent standard scale etc. before photography of the fluorescent spectrum image.

That is, above-mentioned correction can be performed by for example, respectively comparing beforehand the laser light 20 reflected on the above-mentioned fluorescence standard scale.

If the laser optical intensity within each image a photograph of was taken with cameras 41, 43, and 44 becomes equal The fluorescent spectrum image a photograph of was taken by the above-mentioned cameras 43 and 44 is once stored in the image memory in an image processing device 71. Then, the optical intensity of each pixel of the image a photograph of was taken with the above-mentioned camera 41 corresponding to each pixel of this memory is pulled from the optical intensity of each pixel of an above-mentioned memory. Then, a laser light component is completely removable from the fluorescent spectrum image a photograph of was taken with the above-mentioned cameras 43 and 44.

Thereby, the contrast of an above-mentioned fluorescence spectrum image can be clarified.

Next, the fluorescent component of wavelength λ_p is removed from the fluorescent spectrum image of the wavelengths λ_2 and λ_3 from which the laser light component was removed, using the fluorescent spectrum image a photograph of was taken with the above-mentioned camera 42.

A removal of the fluorescent component of above-mentioned wavelength λ_p as well as a removal of an above-mentioned laser light component can be performed.

By removal of the fluorescent component of above-mentioned wavelength λ_p , the glitter resulting from the unevenness of biological tissue is lost in an above-mentioned fluorescence spectrum image.

And, each strength of the spectrum image a photograph of was taken with cameras 43 and 44 so that it might become equal is adjusted strength of the fluorescence which it generates

分光画像を一旦画像処理装置 71 内の画像メモリに記憶し、その後、前記メモリの各画素の光強度から、該メモリの各画素に対応する、前記カメラ 41 で撮影された画像の各画素の光強度を引けば、前記カメラ 43, 44 で撮影された蛍光分光画像から、レーザー光成分を完全に除去することかできる。これにより、前記蛍光分光画像のコントラストを明確にすることができる。つぎに、前記カメラ 42 で撮影された蛍光分光画像を用いて、レーザー光成分が除去された波長 λ_2 , λ_3 の蛍光分光画像から、波長 λ_p の蛍光成分を除去する。前記波長 λ_p の蛍光成分の除去も前記レーザー光成分の除去と同様に、行なうことができる。前記波長 λ_p の蛍光成分の除去により、前記蛍光分光画像に、生物組織の凹凸に起因するきらめきがなくなる。そして、各測光ファイバーで測定された、正常部の組織から発生される蛍光の強度が各々等しくなるように、カメラ 43 および 44 で撮影された分光画像の強度が調整される。そして、その後、前記各画像の各部の強度差を得ることにより、差画像を作成することができる。また、この場合、前記差画像は、従来の手法により作成された差画像よりも、コントラストが明確となり、さらにまた被検部分 15A の表面のきらめきを防止することができるので、生物組織の診断を確実に行なうことができる。前記差画像は、画像記録装置 81 により顕像化され、ハードコピーとして出力される。なお、

from the tissue of a normal part measured with each photometry fibre.

And, a difference image can be created by obtaining after that the strength difference of each part of each above-mentioned image.

Moreover, above-mentioned difference image's contrast becomes clearer than the difference image created by the conventional procedure in this case. Furthermore since glitter of the surface of tested partial 15A can be prevented, a diagnosis of biological tissue can be performed reliably.

An above-mentioned difference image is developed with the image-recording apparatus 81, and is outputted as a hard copy.

In addition, it a difference image is not only created by the two fluorescence spectrum image a photograph of was taken by the different wavelength, but may be created by three or more fluorescent spectrum images.

Moreover, an above-mentioned measurement fibre may be distributed between each camera and an image intensifier.

A diagram 6 is a schematic block diagram of the 2nd Example of this invention.

In a diagram 6, since that a first diagram and an identical code are the same or the equivalent part is expressed, the description is omitted.

The 2nd Example of this invention applies to an endoscope the difference image manufacturing apparatus of the fluorescent spectrum image demonstrated as a first Example.

In addition, in the diagram 6, in order to remove the laser light component of wavelength λ_r contained in the spectrum image, and the fluorescent component of wavelength λ_P ; the image intensifiers 21 and 22 distributed by the first Example, the cameras 41 and 42, etc. are omitted.

In a diagram 6, after the laser light 20 radiated from the laser light source 10 passes a collimator 11, the oscillating type diffusion plate 12, and polarizing-filter 13A, it is reflected by first dichroic-mirror 14A.

The reflected laser light 20 is irradiated by the one end of the optical-fibre bunch 200, and is

差画像は、異なる波長により撮影された2つの蛍光分光画像により作成されるだけでなく、3つ以上の蛍光分光画像により作成されても良い。また、前記測定ファイバーは、各カメラとイメージインテンジファイアとの間に配置されても良い。第6図は本発明の第2の実施例の概略ブロック図である。第6図において、第1図と同一の符号は、同一または同等部分をめらわしているため、その説明は省略する。本発明の第2の実施例は、前記第1の実施例として説明した蛍光分光画像の差画像作成装置を、内視鏡に適用したものである。なお、第6図においては、分光画像内に含まれる波長 λ_r のレーザー光成分および波長 λ_P の蛍光成分を除去するために、前記第1の実施例に配置されたイメージインテンシファイア21,22、およびカメラ41,42等は、省略されている。第6図において、レーザー光源10から放射されるレーザー光20は、コリメーター11、振動型拡散板12、および偏光フィルター13Aを通過した後、第1のダイクロイックミラー14Aで反射される。反射されたレーザー光20は、光ファイバー束200の一端に入射され、該光ファイバー束200の他端から放射される。したがって、前記光ファイバー束200の他端を、例えば生体の胃S内へ挿入すれば、胃Sの、所望の内壁(被検部分)にレーザー光20を照射することができる。なお、前記光ファイバー束200の、胃S内への挿入は、被検部の病変部と思われる部分が、各分光画像

radiated from the other end of this optical-fibre bunch 200.

Therefore, if the other end of the above-mentioned optical-fibre bunch 200 is inserted, for example, into stomach S of the living body, the laser light 20 can be irradiated to the desired inner wall (detected part) of stomach S.

In addition, insertion into stomach S of the above-mentioned optical-fibre bunch 200 is performed so that the fluorescence which the part considered to be the disease part of a subject generates from the part considered to be the normal part of a subject so that the center section of each spectrum image may distribute may be irradiated by this optical-fibre bunch 200.

After the fluorescence which generates from a tested part by above-mentioned irradiation passing along the inside of the optical-fibre bunch 200 again and passing the first dike lock mirror 14, a specified optical element is passed, cameras 43 and 44 irradiate, and a photograph of the spectrum image is taken.

Each above-mentioned spectrum image is adjusted to the optimum concentration by image-processing-device 71A based on the mean value of fluorescent strength which it generates from the normal part of a tested site measured with the photometry fibres 93 and 94.

And, a difference image is created from each spectrum image after that.

The created difference image is displayed by Braun tube 82.

Thus, a tested part does not need to be made to contact a standard scale in this invention at the time of the spectrum image photography. Therefore, as this 2nd Example demonstrated, irradiation of excitation light and the reception of a fluorescence can be taken a photograph of the fluorescent spectrum image of the intracorporeal of the living body using the optical-fibre bunch 200.

In addition, as mentioned above, it sets to a diagram 6. Spectrum image photography means is omitted by the laser light component of wavelength λ_r with the fluorescent wavelength of spectrum image photography

の中央部に配置されるように、かつ被検部の正常部と思われる部分から発生する蛍光が、該光ファイバー束 200 に入射されるように、行なわれる。前記照射により被検部分から発生する蛍光は、再び光ファイバー束 200 内を通り、前記第 1 のダイクロックミラ-14 を通過した後、所定の光学素子を通して、カメラ 43,44 に入射され、分光画像が撮影される。前記各分光画像は、測光ファイバー 93,94 で測定される、被検部位の正常部分から発生される蛍光強度の平均値に基づいて、画像処理装置 71A により、最適な濃度に調整される。そして、その後、各分光画像から差画像が作成される。作成された差画像は、ブラウン管 82 に表示される。このように、本発明においては、分光画像撮影時に、標準スケールを被検部分に接触させる必要がないので、この第 2 の実施例で説明したように、励起光の照射および蛍光の取込みを、光ファイバー束 200 を用いて生体の体腔内の蛍光分光画像を撮影することができる。なお、前述したように、第 6 図においては、波長 λ_r のレーザー光成分により分光画像撮影手段、および波長 λ_p の蛍光波長により分光画像撮影手段は省略されているが、第 1 図において説明したように、前記各手段を、当該撮影装置内に配置しても良いことは当然である。さらにまた、カメラは 1 台であっても、イメージインテンシファイアの入射面に配置されるフィルタを交換して蛍光分光画像を順次撮影すること

means and wavelength λ_p . However, it is easy to be natural, even when it distributes each above-mentioned means in the concerned photography apparatus, as the first diagram was demonstrated.

Furthermore again, even if there is one camera, it can create a difference image by exchanging the filter distributed by the plane of incidence of an image intensifier, and sequentially taking a photograph of the fluorescent spectrum image.

Now, the fundamental technical thought of this invention is clearly from the above description to measure image strength in the specific area (normal part) of the spectrum image a photograph of is taken, using a photometry fibre.

Therefore, what image processing may be performed from the fluorescent spectrum image a photograph of was taken.

That is, first above-mentioned and although a 2nd Example uses plurally an above-mentioned fluorescence spectrum image and a difference image is created, especially this invention is not limited only to this. For example, an above-mentioned fluorescence spectrum image is used plurally, and a pseudo-colour image may be created with the pattern obtained from fluorescent strength of each corresponding each part. Moreover the color tone which differs for every concentration difference of an above-mentioned fluorescence spectrum image may be applied, and a pseudo-colour image may be created.

Furthermore, various memory of the fluorescent strength pattern is carried out depending on the disease and its advance state of a tested site into an image processing device. If this pattern and the pattern obtained from fluorescent strength of each part of each fluorescence spectrum image are compared and each pattern corresponds, the spectrum image photography apparatus of concerned biological tissue may be composed so that the kind and the advance state of a disease may be displayed into the applicable part.

And, if it is sequentially made to perform an

により、差画像を作成することができる。さて、以上の説明から明らかなように、本発明の基本的技術思想は、測光ファイバーを用いて、撮影される分光画像の、特定領域(正常部分)における画像強度を測定することにある。したがって、撮影された蛍光分光画像からは、どのような画像処理が行なわれても良い。すなわち、前記第1および第2の実施例は、前記蛍光分光画像を複数用いて、差画像を作成するものであるが、本発明は特にこれのみに限定されず、例えば前記蛍光分光画像を複数用いて、各々対応する各部の蛍光強度から得られるパターンにより擬似カラー画像を作成するものであっても良いし、また前記蛍光分光画像の濃度階差ごとに異なる色調をあてはめて、擬似カラー画像を作成するものであっても良い。さらに、画像処理装置内に、被検部位の病変およびその進行状態に応じた蛍光強度パターンを各種記憶させておき、該パターンと各蛍光分光画像の各部の蛍光強度から得られるパターンとを比較し、各パターンが一致したら、その該当部分に病変の種類および進行状態を表示するように、当該生物組織の分光画像撮影装置を構成しても良い。そして、この場合、前記処理を画像処理装置内に記憶された複数の蛍光強度パターンについて、あらかじめ設定されたプログラムにより順次行なうようにすれば、被検部位の診断を簡単に、かつ短時間のうちに行なうことができる。また、前記各実施例は、

above-mentioned process by the program set up beforehand about the some fluorescence strength pattern stored in the image processing device in this case, a diagnosis of a tested site can be simply performed to short-time inside.

Moreover, although above-mentioned each Example is demonstrated about the case where it is applied to the apparatus with which this invention takes a photograph of the fluorescent spectrum image, it may be applied to the apparatus which is not limited only to especially this and takes a photograph of a reflected-light spectrum image.

Furthermore, a photograph of the fluorescent spectrum image was even taken for every wavelength which only differs. As fluorescent strength of a normal part becomes fixed, it can display that each image of fluorescent spectrum. Therefore, a diagnosis of a tissue can be performed reliably.

本発明が蛍光分光画像を撮影する装置に適用される場合について説明されているが、特にこれのみに限定されることはなく、反射光分光画像を撮影する装置に適用されても良い。さらにまた、単に異なる波長ごとに蛍光分光画像を撮影しただけでも、その各々の蛍光分光画像を、正常部の蛍光強度が一定となるようにして表示することができるので、組織の診断を確実にこなうことができる。

(発明の効果)

以上の説明から明らかなように、本発明によれば、つぎのような効果が達成される。すなわち、生物組織に対して非接触で、各分光画像の基準となる光強度を検知することができるので、

(1)生物組織の診断に要する時間を短縮することができ、また、核診断を効率良く行なうことができる。

(2)生体の体腔内組織に対して、内視鏡等を用いて分光画像を撮影しても、複数の分光画像の比較、あるいは該分光画像による画像解析等を正確に行なうことができるので、癌などの診断を容易に、かつ確実にこなうことができる。

(Effect of the invention)

Clearly according to this invention, the following effects are attained from the above description.

That is, the optical intensity which becomes reference standard of each spectrum image by the non-contact to biological tissue is detectable.

Therefore, (1) Necessary time can be shortened to a diagnosis of biological tissue, and this diagnosis can be performed efficiently.

(2) Even if it takes a photograph of the spectrum image to the intra-corporeal tissue of the living body using an endoscope etc., a comparison of some spectrum image or the image analysis by this spectrum image can be performed accurately. Therefore, a diagnosis of cancer etc. can be performed easily and reliably.

【4.図面の簡単な説明】

第1図は本発明の第1の実施例の概略ブロック図、第2図はターレット式フィルタの概略平面図、第3図は測光ファイバーの概略斜視図、第4図は被検部分の励起光照射領域を示す平面図、第5図は生物組織の発生す

[4. Brief Description of Drawings]

A first diagram is a schematic block diagram of the first Example of this invention. Figure 2 is a schematic top view of a turret type filter. Figure 3 is a schematic perspective diagram of a photometry fibre. A diagram 4 is a top view showing the excitation-light irradiation area of a tested part. A diagram 5 is a spectrum diagram showing the sum of the fluorescence which

る螢光,および励起光成分を除
去するための光学素子を通過し
た励起光の和を示すスペクトル
図,第6図は本発明の第2の実施
例の概略ブロック図である。

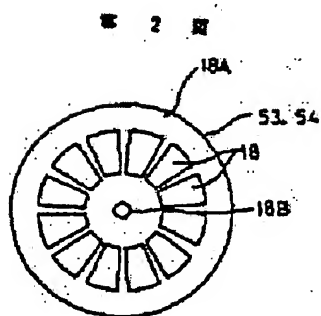
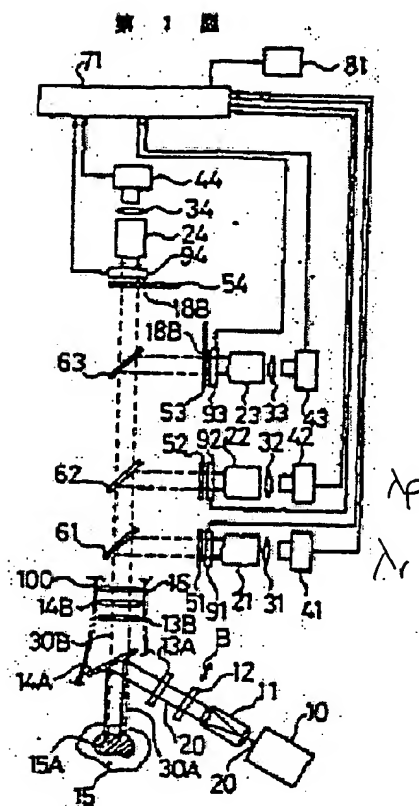
10・・・レーザー光源,11・・・
コリメーター,14A・・・第1の
ダイクロイックミラー,14B・・・
第2のダイクロイックミラー,
15・・・生物組織,15A・・・被
検部分,16・・・干渉フィルタ
ー,18,51,52・・・帯域通過フィ
ルター,20・・・レーザー光,
21-24・・・イメージインテン
シファイア,41-44・・・カメ
ラ,53,54・・・ターレット式フ
ィルター,71,71A・・・画像処
理装置,81・・・画像記録装
置,82・・・ブラウン管,90・・・
枠体,91-94・・・測光ファイバ
ー,93A-93D・・・光ファイバ
ー,200・・・光ファイバー束

biological tissue generates, and the excitation
light which passed the optical element for
removing an excitation-light component. A
diagram 6 is a schematic block diagram of the
2nd Example of this invention.

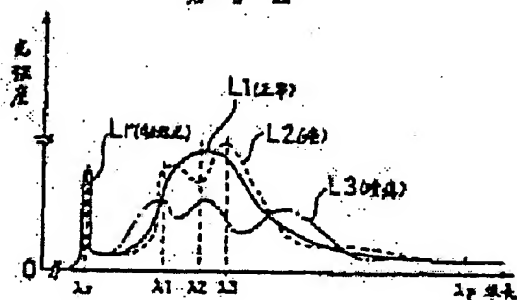
10*** laser light source, 11*** collimator,
14A*** first dichroic mirror, 14B*** 2nd dichroic
mirror, 15*** biological tissue, 15A*** Tested
part, 16*** interference filter, 18, 51, 52***
bandpass filter, 20*** laser light, 21-24*** image
intensifier, 41-44*** camera, 53, 54*** turret
type filter, 71, 71A*** image processing device,
81*** image-recording apparatus, 82*** Braun
tube, 90*** frame, 91-94*** photometry fibre,
93A-93D*** optical fibre, 200*** optical-fibre
bunch

代理人 弁理士 平木 道人 外
1名

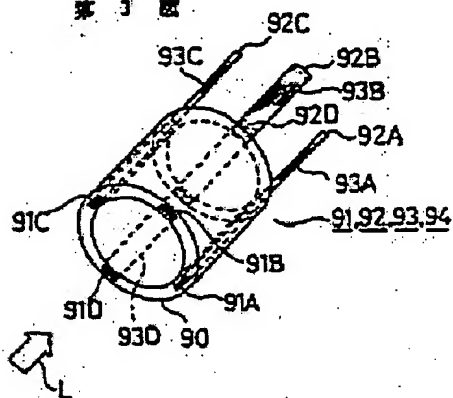
Representative Patent attorney Michihito Hiraki
(et al.)



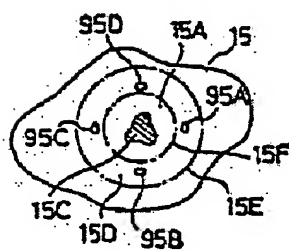
第 5 圖



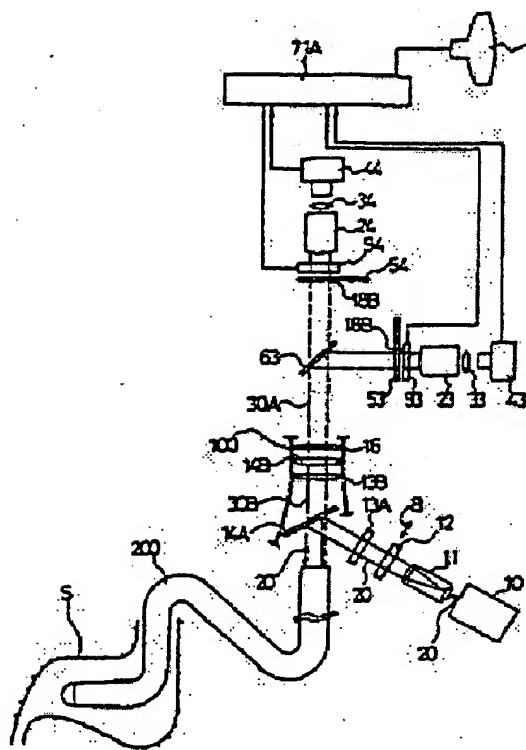
第 3 圖



第 4 圖



第 6 図



DERWENT TERMS AND CONDITIONS

Derwent shall not in any circumstances be liable or responsible for the completeness or accuracy of any Derwent translation and will not be liable for any direct, indirect, consequential or economic loss or loss of profit resulting directly or indirectly from the use of any translation by any customer.

Derwent Information Ltd. is part of The Thomson Corporation

Please visit our home page:

["WWW.DERWENT.CO.UK"](http://WWW.DERWENT.CO.UK) (English)
["WWW.DERWENT.CO.JP"](http://WWW.DERWENT.CO.JP) (Japanese)